



## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **2001037735 A**(43) Date of publication of application: **13.02.2001**(51) Int. Cl. **A61B 5/05**(21) Application number: **11211658**(22) Date of filing: **27.07.1999**(71) Applicant: **MATSUSHITA ELECTRIC IND CO LTD**

(72) Inventor: **INUI HIROFUMI**  
**KUROKI YOICHI**  
**AWAYA KAZUKO**  
**KAWAMOTO YASUHIRO**

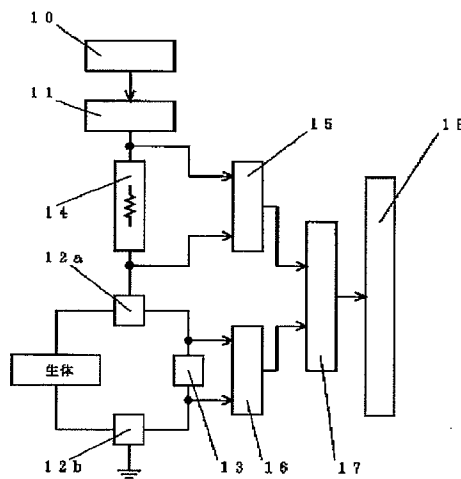
(54) **BIOLOGICAL IMPEDANCE MEASURING INSTRUMENT**

COPYRIGHT: (C)2001,JPO

## (57) Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a biological impedance measuring instrument capable of avoiding the influence of external noise and performing highly accurate measurement.

**SOLUTION:** By multiplying the detection signals of a biological voltage detection means 16 and the detection signals of a resistance voltage detection means 15 by a multiplication means 17 extracting only the frequency components of a high frequency generation means 10, this biological impedance measuring device avoids the influence of the external noise and performs the highly accurate measurement.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2001-37735  
(P2001-37735A)

(43) 公開日 平成13年2月13日 (2001.2.13)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>  
A61B 5/05

識別記号

F I  
A61B 5/057-71-1 (参考)  
B 4C027

審査請求 未請求 請求項の数4 OL (全6頁)

(21) 出願番号 特願平11-211658

(22) 出願日 平成11年7月27日 (1999.7.27)

(71) 出願人 000005821

松下電器産業株式会社  
大阪府門真市大字門真1006番地

(72) 発明者 乾 弘文

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(72) 発明者 黒木 祥一

大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(74) 代理人 100097445

弁理士 岩瀬 文雄 (外2名)

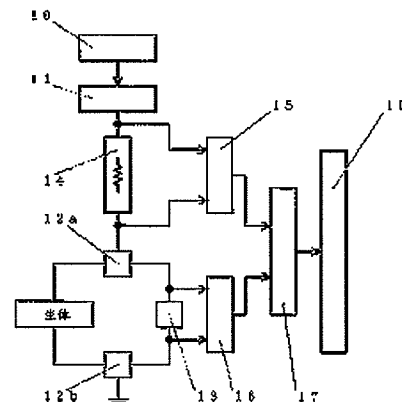
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体インピーダンス測定装置

(57) 【要約】

【課題】 従来の構成の生体インピーダンス測定装置は、外来ノイズの影響によって測定誤差が大きいという課題を有している。すなわち、生体の部位によっては電極間に発生する電圧が小さく、測定電圧に外来ノイズが加わってしまうものである。

【解決手段】 生体電圧検出手段16の検出信号と抵抗電圧検出手段15の検出信号とを乗算手段17によって乗算して、高周波発生手段10の周波数成分のみを抽出することによって、外来ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置としているものである。



- 10 高周波発生手段
- 11 電圧-電流変換手段
- 12a 電極
- 12b 電極
- 13 スイッチ
- 14 乗算出力抵抗
- 15 抵抗電圧検出手段
- 16 生体電圧検出手段
- 17 乗算手段
- 18 周波数成分抽出手段

(2)

特開2001-37735

1

2

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 高周波電圧発生手段と、高周波電圧発生手段の電圧を電流に変換する電圧-電流変換手段と、生体に接触する複数の電極と、前記複数の電極間を短絡するスイッチと、前記電極間に流れる電流を検出する電流検出抵抗と、電流検出抵抗の電圧を検出する抵抗電圧検出手段と、前記電極間の電圧を検出する生体電圧検出手段と、生体電圧検出手段と前記抵抗電圧検出手段の信号を乗算して前記高周波発生手段の周波数成分のみを抽出する乗算手段と、乗算手段の信号から生体のインピーダンスを算出する演算手段とを備えた生体インピーダンス測定装置。

【請求項2】 乗算手段は、高周波電圧発生手段の出力信号と生体電圧検出手段の信号と抵抗電圧検出手段の信号とを乗算する請求項1に記載した生体インピーダンス測定装置。

【請求項3】 生体電圧検出手段は、出力信号の増幅率を切り替える増幅率切り替え手段を備えた請求項1または2に記載した生体インピーダンス測定装置。

【請求項4】 乗算手段は、出力信号をアナログ値からデジタル値に変換するA/D変換手段と、このA/D変換手段の基準電圧を切り替える基準電圧切り替え手段とを備えた請求項1から3のいずれか1項に記載した生体インピーダンス測定装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、人体の体脂肪量を検出する体脂肪計等に使用する生体インピーダンス測定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】一般に人体のインピーダンスは、複数の電極を使用して例えば両手間に通電して、4端子法で測定している。こうして計測した人体のインピーダンスに、身長や体重などの身体情報を加味することによって、人体の体脂肪量を求めているものである。

【0003】図5は、前記人体のインピーダンスを測定する生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図である。生体インピーダンスの測定は、50kHzの正弦波を発振器1から発生させ、この正弦波の電圧を電圧-電流変換手段2によって定電流化して測定に使用しているものである。すなわち、この定電流を生体に接触する電極3a、3bから生体に供給して、電極3a、3b間の電圧を差動増幅器4で取り出し、フィルター回路などで波形を整形して整流器5で直流変換した後、A/D変換器6でアナログ値をA/D変換してデジタル数値として、マイコンからなる演算部7に伝送しているものである。こうして、演算部7が電圧信号から生体インピーダンスZを演算している。

【0004】生体電流Iと電極3a、3b間の電圧Vとは、 $Z = V/I$ の関係が成り立っている。従って、電流

Iを一定とした時に、電極3a、3b間の電圧Vを検出することによって、生体インピーダンスZを求めることができる。演算部7は、前記生体インピーダンスZと身長や体重等の身体情報から体内の脂肪量を算出している。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】前記従来の構成の生体インピーダンス測定装置は、外来ノイズの影響によって測定誤差が大きいという課題を有している。すなわち、生体の部位によっては電極間に発生する電圧が小さく、測定電圧に外来ノイズが加わってしまうものである。

【0006】

【課題を解決するための手段】本発明は、生体電圧検出手段の検出信号と抵抗電圧検出手段の検出信号とを乗算手段によって乗算して、高周波発生手段の周波数成分のみを抽出することによって、外来ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置としているものである。

【0007】

【発明の実施の形態】請求項1に記載した発明は、生体電圧検出手段の検出信号と抵抗電圧検出手段の検出信号とを乗算手段によって乗算して、高周波発生手段の周波数成分のみを抽出することによって、外来ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置としているものである。

【0008】請求項2に記載した発明は、乗算手段は、高周波電圧発生手段の出力信号と生体電圧検出手段の信号と抵抗電圧検出手段の信号とを乗算するようにして、外来ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置としているものである。

【0009】請求項3に記載した発明は、生体電圧検出手段に出力信号の増幅率を切り替える増幅率切り替え手段を備えて、生体電圧が小さい場合に増幅率を上げるようにして精度の高い測定ができる生体インピーダンス測定装置としている。

【0010】請求項4に記載した発明は、乗算手段は、出力信号をアナログ値からデジタル値に変換するA/D変換手段と、このA/D変換手段の基準電圧を切り替える基準電圧切り替え手段とを備えて、生体電圧が小さい場合に基準電圧を切り替えるようにして、精度の高い測定ができる生体インピーダンス測定装置としている。

【0011】

【実施例】（実施例1）以下、本発明の第1の実施例について説明する。図1は、本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例の生体インピーダンス測定装置は、50kHzの正弦波を発生する高周波電圧発生手段10と、この高周波電圧発生手段10の電圧を電流に変換する電圧-電流変換手段11と、生体に接触する複数の電極12a、12bと、電極12a、12b間を短絡するスイッチ13と、前記電極12a、12bに流れる

(3)

特開2001-37735

3

電流を検出する電流検出抵抗14と、この電流検出抵抗14の電圧を検出する抵抗電圧検出手段15と、電極12a、12b間の生体の電圧を検出する生体電圧検出手段16と、この生体電圧検出手段16と前記抵抗電圧検出手段15との信号を乗算して前記高周波発生手段の周波数成分のみを抽出する乗算手段17と、この乗算手段17の信号から生体のインピーダンスを算出する演算手段18とを備えたものである。なお、前記電圧-電流変換手段11は本実施例では定電圧回路によって構成しているものである。

【0012】以下本実施例の動作について説明する。発振器等によって構成している高周波電圧発生手段10が発生する50kHzの正弦波の高周波電圧は、電圧-電流変換手段11が定電流化する。定電流化された電流は、電流検出抵抗14を介して電極12a、12b間を流れる。すなわち、例えば電極12aが人体の左手に電極12bが人体の右手に握られているときには、人体の両手間に50kHzの正弦波の電流が流れるのである。抵抗電圧検出手段15は、電流検出抵抗14の両端の電圧を測定し、乗算手段17に伝達している。また、生体電圧検出手段16は、スイッチ13を介して電極12a、12bの両端の電圧、すなわち人体の両手間の電圧を検出し、この信号を乗算手段17に伝達している。

【0013】乗算手段17に伝達される信号は、スイッチ13が閉じている場合は、抵抗電圧検出手段15が検出する電流検出抵抗14の両端の電圧となる。スイッチ13が開いた場合は、抵抗電圧検出手段15の検出電圧と、生体電圧検出手段16が検出している人体の両手間の電圧の両方となる。従って乗算手段17は、スイッチ13が開いているときは、抵抗電圧検出手段15が検出している電流検出抵抗14の両端の電圧V<sub>o1</sub>を演算手段18に伝達している。また、スイッチ13が開いているときは、抵抗電圧検出手段15の検出電圧V<sub>o1</sub>と、生体電圧検出手段16が検出している人体の両手間の電圧V<sub>o2</sub>の両方の積V<sub>o3</sub>を出力している。このV<sub>o3</sub>は、高周波発生手段10の高周波成分だけとなるものである。換言すれば、電極12a、電極12b間にノイズが乗ったとしても、このノイズ成分は除去されているものである。

【0014】演算手段18は、前記V<sub>o1</sub>を電流検出抵抗14で除することによって生体に流れる電流Iを求め、この電流Iと前記V<sub>o3</sub>を使用して、人体のインピーダンスを演算するものである。

【0015】こうして求めた人体のインピーダンスは、人体の除脂肪分を代表するものであり、この値を身長や体重等の身体情報を使用して演算することによって人体の脂肪量を求めることができるものである。

【0016】以上のように本実施例では、生体のインピーダンスを測定する時に、電流Iを常に検出すると共に、生体間の電圧と電流検出抵抗の電圧とを乗じること

4

により、ノイズが除去された生体電圧V<sub>o3</sub>を抽出するようにしているため、精度の高い生体インピーダンスの測定装置を実現できるものである。

【0017】なお、本実施例では、高周波発生手段10の出力電圧を50kHzの正弦波としているが、10kHzから500kHzの正弦波としてもよいものである。すなわち、10kHzから500kHzの正弦波は、人体組織を通過しやすい性質を有しているものであり、筋肉等が存在しても正確な測定ができるものである。

【0018】また本実施例では、スイッチ13を使用して電極12a、12b間を短絡するようにしているが、例えば電流検出抵抗14間を短絡するようにスイッチ13を配置する構成としても支障はないものである。

【0019】（実施例2）続いて本発明の第2の実施例について説明する。図2は、本実施例の構成を示すブロック図である。乗算手段19に高周波電圧発生手段10の信号を伝達するようにしている。

【0020】以下本実施例の動作について説明する。乗算手段19は、高周波発生手段10の信号V<sub>o4</sub>と抵抗電圧検出手段15の電圧信号V<sub>o1</sub>、または生体電圧検出手段16の電圧信号V<sub>o2</sub>の信号を乗ずるものである。すなわち、スイッチ13が閉じている場合は、乗算手段19は抵抗電圧検出手段15の電圧信号V<sub>o1</sub>と高周波電圧発生手段10の信号V<sub>o4</sub>とを乗じた信号V<sub>o5</sub>を出力する。また、スイッチ13が開いている場合は、生体電圧検出手段16の電圧信号V<sub>o2</sub>と高周波発生手段10の信号V<sub>o4</sub>の信号とを乗じた信号V<sub>o6</sub>を出力する。演算手段18は、前記V<sub>o5</sub>とV<sub>o6</sub>とから人体のインピーダンスを演算するものである。

【0021】以上のように本実施例によれば、高周波電圧発生手段10の信号V<sub>o4</sub>と抵抗電圧検出手段15の電圧信号V<sub>o1</sub>、または生体電圧検出手段16の電圧信号V<sub>o2</sub>の信号とを乗じた信号を使用するようにして、外來ノイズの影響を低減でき、測定精度の高いインピーダンス測定装置を実現できるものである。

【0022】（実施例3）続いて本発明の第3の実施例について説明する。図3は本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、生体電圧検出手段の増幅率を切り替える増幅率切り替え手段20を使用している。

【0023】以下本実施例の動作について説明する。演算手段18が、所定の増幅率を用いて生体電圧検出手段16の電圧信号V<sub>o2</sub>を検出する。この生体電圧V<sub>o2</sub>が設定値より小さい場合は、演算手段18は増幅率切り替え手段20に信号を伝達して、増幅率切り替え手段20の増幅率を大きくする。こうして大きな増幅率に切り替わった後、再度V<sub>o2</sub>を測定するものである。増幅率切り替え手段20の増幅率を大きくすると、1ビットあたりの電圧分解能が高くなり、電圧検出精度が向上する。すなわち増幅率を設定値から2倍にすると、電圧分

(4)

特開2001-37735

5

解能は2倍になる。このような設定は、例えば腎部間などの生体インピーダンスの小さい局部を使用して、生体インピーダンスを測定する必要があるときに有効なものである。

【0024】以上のように本実施例によれば、生体電圧 $V_{o2}$ が小さい場合、増幅率切り替え手段20が増幅率を大きくするようにして、検出精度を高めることができ、測定精度の高い生体インピーダンス装置が実現できる。

【0025】なお、複数の電極によって複数部位の生体インピーダンスを測る装置においては、低いインピーダンスの部位を測定する電極時に、この電極を切り替える信号と連動して基準電圧 $V_{ref}$ を切り替えても同様な効果が得られる。

【0026】（実施例4）続いて本発明の第4の実施例について説明する。図4は、本実施例の構成を示すブロック図である。本実施例では、AD変換手段21と基準電圧切り替え手段22とを有している。AD変換手段21は、乗算手段17の出力信号をアナログ値からデジタル値に変換して、演算手段18に伝達している。基準電圧切り替え手段22は、AD変換手段21の変換レベルを設定する基準電圧を調節するものである。

【0027】以下本実施例の動作について説明する。AD変換手段20の基準電圧は、AD変換手段20が例えば8ビットの設定であるとすれば $2^8 - 1$ 番目の信号の電圧となっているものである。従ってこの基準電圧を大きく設定すれば、1ビットあたりの電圧分解能が高くなるものである。本実施例では、演算手段18が、生体電圧 $V_{o2}$ を示すデジタル信号を所定の基準電圧に設定したAD変換手段21から受けたときに、この信号が所定のレベルよりも低いときは基準電圧切換手段22を使用して増幅率を上げるように動作するものである。このため本実施例によれば、例えば腎部間などの生体インピーダンスの小さい局部を使用して、生体インピーダンスを測定する必要があるときに有効なものである。

【0028】以上のように本実施例によれば、生体電圧 $V_{o2}$ が小さい場合、AD変換手段に接続している基準電圧切換手段22の設定を大きくすることによって、検出精度を高めることができ、測定精度の高い生体インピーダンス装置が実現できる。

【0029】

【発明の効果】請求項1に記載した発明は、高周波電圧発生手段と、高周波電圧発生手段の電圧を電流に変換する電圧-電流変換手段と、生体に接触する複数の電極と、前記複数の電極間を短絡するスイッチと、前記電極間に流れる電流を検出する電流検出抵抗と、電流検出抵抗の電圧を検出する抵抗電圧検出手段と、前記電極間の電圧を検出する生体電圧検出手段と、生体電圧検出手段と前記抵抗電圧検出手段の信号を乗算して前記高周波発

6

生手段の周波数成分のみを抽出する乗算手段と、乗算手段の信号から生体のインピーダンスを算出する演算手段とを備えた構成として、外来ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置を実現するものである。

【0030】請求項2に記載した発明は、乗算手段は、高周波電圧発生手段の出力信号と生体電圧検出手段の信号と抵抗電圧検出手段の信号とを乗算する構成として、外来ノイズの影響を避けて、高精度の測定ができる生体インピーダンス測定装置を実現するものである。

【0031】請求項3に記載した発明は、生体電圧検出手段は、出力信号の増幅率を切り替える増幅率切り替え手段を備えた構成として、生体電圧が小さい場合に増幅率を上げるようにして精度の高い測定ができる生体インピーダンス測定装置を実現するものである。

【0032】請求項4に記載した発明は、乗算手段は、出力信号をアナログ値からデジタル値に変化するAD変換手段と、このAD変換手段の基準電圧を切り替える基準電圧切り替え手段とを備えた構成として、生体電圧が小さい場合に基準電圧を切り替えるようにして、精度の高い測定ができる生体インピーダンス測定装置を実現するものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例である生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図

【図2】本発明の第2の実施例である生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図

【図3】本発明の第3の実施例である生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図

【図4】本発明の第4の実施例である生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図

【図5】従来例である生体インピーダンス測定装置の構成を示すブロック図

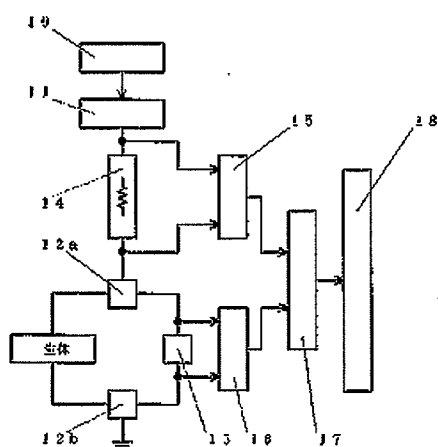
【符号の説明】

- 10 高周波電圧発生手段
- 11 電圧-電流変換手段
- 12a 電極
- 12b 電極
- 13 スイッチ
- 14 電流検出抵抗
- 15 抵抗電圧検出手段
- 16 生体電圧検出手段
- 17 乗算手段
- 18 演算手段
- 19 乗算手段
- 20 増幅率切り替え手段
- 21 AD変換手段
- 22 基準電圧切り替え手段

(5)

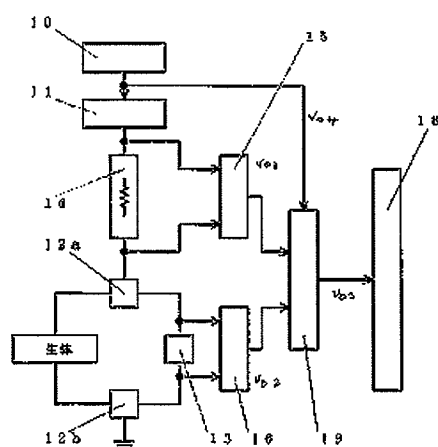
特開2001-37735

【図1】



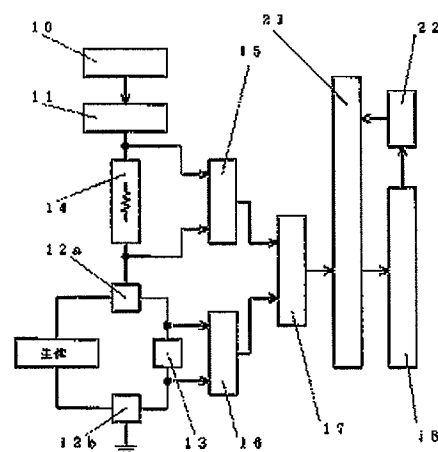
- 10 高周波電圧発生手段  
11 電圧-電流変換手段  
12a 電極  
12b 電極  
13 スイッチ  
14 電流検出回路  
15 異相電圧検出手段  
16 生体電圧検出手段  
17 演算手段  
18 演算手段

【図2】



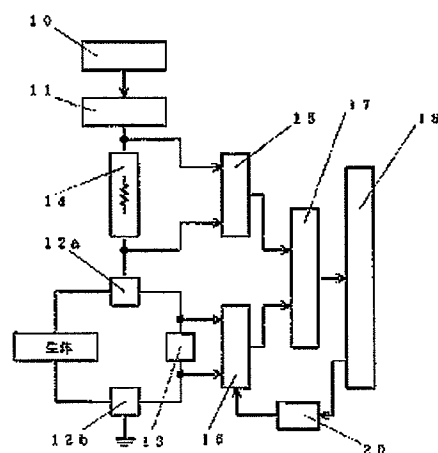
- 19 演算手段

【図4】



- 21 AD変換手段  
22 基準電圧切り替え手段

【図3】

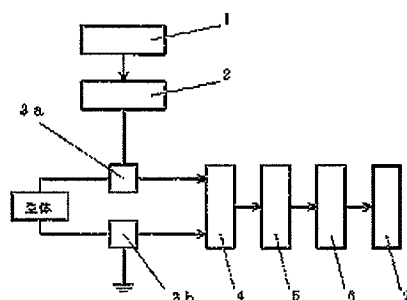


- 20 増幅率切り替え手段

(5)

特開2001-37735

【図5】



- 1 電源部
- 2 電圧-電流変換手段
- 2 a 電極
- 2 b 電極
- 4 差動増幅器
- 5 フィルタ
- 6 A/D変換器
- 7 演算部

---

フロントページの続き

(72)発明者 泉屋 加寿子  
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

(72)発明者 河本 恭宏  
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器  
産業株式会社内

Fターム(参考) 4C027 AA06 CC01 DD03 EE03 EE06  
FF00 FF01 GG00